

**Hip joint endoprosthesis has shaft, neck-piece, link connection and spherical bone-head**

**Patent number:** DE19951141  
**Publication date:** 2001-05-10  
**Inventor:** SKRIPITZ WALTER (DE)  
**Applicant:** CORIMED KUNDENORIENTIERTE MEDI (DE)  
**Classification:**  
- international: A61F2/32  
- european: A61F2/36C  
**Application number:** DE19991051141 19991023  
**Priority number(s):** DE19991051141 19991023

**Report a data error here**

**Abstract of DE19951141**

The hip joint endoprosthesis has a shaft (3) anchored in the top end of the thigh and tapering down to the lower end. The top hip-joint-side end of the shaft has a spherical bone-head mounted in the socket implanted in the hip joint. The neck-piece (2) is spaced apart at an angle from the shaft which is separate from the neck-piece holding the bone-head. The relative angle of neck-piece and shaft's lengthwise axis is adjustable and fixable by means of a link-connection joining the shaft-side end of the neck-piece to the hip-side end of the shaft.

---

Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



②① Aktenzeichen: 199 51 141.1  
②② Anmeldetag: 23. 10. 1999  
④③ Offenlegungstag: 10. 5. 2001

⑦① Anmelder:  
Corimed Kundenorientierte Medizinprodukte  
GmbH, 64807 Dieburg, DE

⑦④ Vertreter:  
Zenz, Helber, Hosbach & Partner, 64673  
Zwingenberg

⑦② Erfinder:  
Skripitz, Walter, Dr.med., 56073 Koblenz, DE

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

Rechercheantrag gem. Paragraph 43 Abs. 1 Satz PatG ist gestellt

⑤④ Hüftgelenk-Endoprothese

⑤⑦ Hüftgelenk-Endoprothese mit einem im oberen Ende eines Oberschenkels verankerbaren, sich zum unteren Ende hin verjüngenden Schaft (3), an dessen hüftgelenkseitigem oberen Ende ein in einer im Hüftgelenk implantierbaren Pfanne gelagerter kugelförmiger Gelenkkopf (1) durch ein unter einem Winkel zum Schaft verlaufendes Halsstück (2) beabstandet vorgesehen ist. Das den kugelförmigen Gelenkkopf (1) tragende Halsstück (2) und der Schaft (3) sind gesonderte Teile.

Das schaftseitige Ende des Halsstückes (2) ist über eine Gelenkverbindung derart mit dem hüftseitigen Ende des Schafts (3) verbunden, dass eine Veränderung der Winkelstellung des Halsstückes (2) relativ zur Schaftlängsachse einstellbar ist. Zur Fixierung von gewählten Winkelstellungen des Halsstückes (2) relativ zur Schaft-Längsachse sind Blockiermittel vorgesehen.

Die Erfindung betrifft eine Hüftgelenk-Endoprothese mit einem im oberen Ende eines Oberschenkels verankerbaren, sich zum unteren Ende hin verjüngenden Schaft, an dessen hüftgelenkseitigem oberen Ende ein in einer im Hüftgelenk implantierbaren Pfanne gelagerter kugelförmiger Gelenkkopf durch ein unter einem Winkel zum Schaft verlaufendes Halsstück beabstandet vorgesehen ist, wobei das den kugelförmigen Gelenkkopf tragende Halsstück und der Schaft gesonderte Teile sind.

Bei bekannten Hüftgelenk-Endoprothesen wird die Verbindung zwischen dem Gelenkkopf und dem Gelenkschaft über ein Verbindungsteil hergestellt. Diese bekannte Ausbildung hat den Vorteil, dass eine flexible Anpassung der Prothese an die anatomische Gegebenheit des Patienten erfolgen kann. Hierbei ist die Einstellbarkeit der Gelenkkopfgroße und des sogenannten CCD-Winkels (Centrum-Collium-Diaphyse-Winkel) von besonderer Bedeutung. Der Operateur kann somit eine Hüftgelenk-Pfanne mit einer für die anatomischen Verhältnisse des Patienten geeigneten Größe samt dem zugehörigen Gelenkkopf auswählen und diese gegebenenfalls intraoperativ austauschen. Der CCD-Winkel wird aus dem Schnittwinkel der Schenkelhalsachse mit der Diaphysenachse ermittelt. Nach v. Lanz beträgt dieser Wert im Mittel 128°. Dieser stark patientenabhängige Wert kann bei heutigen Prothetiken in diskreten Schritten an die anatomische Gegebenheit des Patienten angepasst werden. Dies geschieht beispielsweise indem zwischen Prothesenschaft und Gelenkkopf ein auf beiden Seiten mit angeformten Konen versehenes Winkelstück in komplementäre konische Bohrungen des Prothesenschafts und des Gelenkkopfes gesteckt wird. Durch die Abwinklung des Winkelstücks mit den beiden Konen wird der CCD-Winkel eingestellt. Gebräuchlicherweise erfolgt eine Adaption im Bereich von 0° bis 25° und wird in 5°-Schritten mittels entsprechender Winkelstücke dargestellt (DE 36 00 804 C1).

Aufgabe der Erfindung ist es, eine Hüftgelenk-Endoprothese derart auszubilden, dass die Adaption der Prothese an die speziellen anatomischen Gegebenheiten der Patienten in stufenloser Weise erfolgen kann.

Ausgehend von einer Endoprothese der eingangs erwähnten Art wird diese Aufgabe dadurch gelöst, dass das schaftseitige Ende des Halsstücks über eine Gelenkverbindung derart mit dem hüftseitigen Ende des Schafts verbunden ist, dass eine Veränderung der Winkelstellung des Halsstücks relativ zur Schaftlängsachse einstellbar ist und gewählte Winkelstellungen des Halsstücks relativ zur Schaftlängsachse mit Blockiermitteln fixiert werden. Dadurch wird erreicht, dass der Operateur den vor der Operation mit anderen Mitteln bestimmten CCD-Winkel des Patienten voreinstellen oder gegebenenfalls auch noch intraoperativ stufenlos an der Hüftgelenk-Endoprothese einstellen kann. Die zwischen dem femurseitigen Prothesenschaft und einem zwischen dem Prothesenschaft und dem Gelenkkopf liegenden Halsstück vorgesehene Gelenkverbindung erlaubt es, die Einstellung des CCD-Winkels in stufenloser Weise vorzunehmen. Hat der Operateur die gewünschte Positionierung des Prothesenschafts relativ zum Halsstück eingestellt, wird die Gelenkverbindung zwischen diesen beiden Bauteilen durch Blockiermittel fixiert. Neben der genannten stufenlosen und somit individuellen Einstellbarkeit der Prothese auf den Patienten wird außerdem der Vorteil erreicht, dass sich die Anzahl der zu bevorratenden Teile im Vergleich zum bekannten Prothesensystem mit einer Vielzahl unterschiedlicher Halsstücke (Adapter) erheblich reduziert. So mussten bislang mehrere Winkelstücke bereit gehalten werden für den Fall, dass der vorbestimmte CCD-Winkel korrigiert werden

musste und beispielsweise anstatt eines 5°-Winkelstücks ein 10°-Winkelstück erforderlich wurde. Außerdem können bei der vorliegenden Erfindung aufgrund der Gelenkkinematik Einstellungen vorgenommen werden, bei der sich der Gelenkkopf in einer der Kinematik entsprechenden Weise bewegt, wohingegen bei bisherigen Techniken durch Drehung der konischen Winkelstücke bestenfalls kreisförmige Einstellbewegungen möglich sind.

Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die Gelenkverbindung zwischen dem Schaft der Hüftgelenk-Endoprothese und dem Halsstück in Form eines Kugelgelenks ausgeführt. Hierbei ist die Kugel in einer Vertiefung des Hüftgelenk-Endoprothesenschafts gelagert und innerhalb eines vorgegebenen Einstellbereichs frei beweglich. Nach der Einstellung der gewünschten Position des Halsstücks erfolgt die Fixierung über eine Blockierung. Hierbei wird ein oberhalb einer Einstellkugel des Halsstücks befindlicher Blockierring in den Hüftgelenk-Endoprothesenschaft eingeschraubt, der die Einstellkugel durch eine axial wirkende Kraft gegen den Boden der Schaftbohrung drückt, wo sie aufgrund der Reibkräfte fixiert wird.

In vorteilhafter Weiterbildung der Erfindung kann der Blockierring in zweiteiliger Form ausgeführt sein, wodurch eine Optimierung des Kraftflusses und somit der Blockierung erzielt wird.

Vorteilhafterweise kann das Gewinde des Blockierrings als selbsthemmendes Gewinde ausgeführt werden, wodurch eine Sicherung gegen das unbeabsichtigte Lösen des Blockierrings erreicht wird.

Alternativ kann die Gelenkverbindung zwischen Schaft und Halsstück als Kreuzgelenk ausgeführt sein, wobei ebenfalls wieder Mittel vorgesehen sind, die eine Fixierung der Gelenkteile in wählbaren Stellungen erlauben.

Anstelle einer Kreuzgelenk-Verbindung kommt auch eine vereinfachte einachsige Gelenk-Verbindung in Frage, wodurch der technische Aufwand – wenn auch unter Verzicht auf die volle individuelle Einstellbarkeit des Halsstücks – verringert wird.

In zweckmäßiger Weiterbildung der Erfindung kann das Halsstück hüftgelenkseitig ein Außengewinde und der Gelenkkopf ein entsprechendes Innengewinde aufweisen. Hierdurch lässt sich der Abstand zwischen dem Gelenkkopf-Mittelpunkt und dem Schnittpunkt der Schenkelhalsachse mit der Diaphysenachse stufenlos einstellen. Zur Sicherung der gewählten Einstellung ist es dann zweckmäßig, auch hier eine Sicherung gegen Verstellung, beispielsweise eine Stiftschraube, vorzusehen, die im Bereich des Halsstücks in eine Gewindebohrung des Gelenkkopfes eingeschraubt wird und das Halsstück fixiert.

Für den bündigen Abschluss der Prothese nach außen hin kann der Raum zwischen dem Halsstück und dem Schaft-Oberteil vorzugsweise mit einem im Verarbeitungszustand fließfähigen oder plastischen Füllmaterial verfüllt werden, welches dann aushärtet oder abbindet, und eine zusätzliche Sicherung gegen Veränderungen einer gewählten Einstellung des Halsstücks im Schaft-Oberteil darstellt. Hierdurch ergibt sich außerdem der Vorteil einer geschlossenen einheitlichen Oberfläche, die spätere Probleme durch Relativbewegungen von Körperteilen zur Prothese vermeiden kann. Vorzugsweise wird ein Knochenzement als Füllmaterial verwendet, dessen physiologische und technische Werkstoffeigenschaften hinlänglich bekannt sind.

Im folgenden wird die Erfindung anhand von in der Zeichnung schematisch dargestellten Ausführungsbeispielen näher erläutert.

In der Zeichnung zeigen:

Fig. 1 einen Partialschnitt durch einen oberen Teilabschnitt einer Hüftgelenk-Endoprothese, wobei der in einer

Pfanne im Hüftgelenk zu lagernde Gelenkkopf und ein Halsstück mit einer kraftschlüssigen Konusverbindung mit dem Gelenkkopf und der obere Endbereich des im Markkanal des Femur zu haltenden Prothesenschafts durch eine Kugelgelenkverbindung verbunden dargestellt sind; und

Fig. 2 eine Ansicht einer längeneinstellbaren Verbindung zwischen dem Halsstück und dem hüftgelenkseitigen Gelenkkopf, bei welcher das Halsstück in der Seitenansicht und der Gelenkkopf im Längsmittelschnitt dargestellt ist.

Fig. 1 zeigt einen Partialschnitt durch ein Ausführungsbeispiel einer erfindungsgemäßen Hüftgelenk-Endoprothese. Die erfindungsgemäße Hüftgelenk-Endoprothese besteht im wesentlichen aus vier Bauteilgruppen. Die erste Bauteilgruppe bildet eine – in den Figuren nicht dargestellte – pelvisseitig implantierte Hüftgelenk-Pfanne, die schalenförmig ausgebildet ist. In der schalenförmigen Hüftgelenk-Pfanne ist als zweite Baugruppe ein kugelförmiger Hüftgelenkkopf 1 beweglich gelagert. An den Hüftgelenkkopf 1 wiederum ist ein als Halsstück 2 bezeichnetes Verbindungsteil angeschlossen, das die dritte Bauteilgruppe darstellt. Auf der gegenüberliegenden Seite des Halsstücks 2 ist als vierte Bauteilgruppe ein langgestreckter Prothesenschaft 3 vorgesehen, der vom Operateur im Markkanal des Femurknochens verankert wird. Die Hüftgelenk-Schale kann in bekannter Weise ausgebildet sein, d. h. ist für die eigentliche Erfindung nicht von Bedeutung. Aus diesem Grund wird auf eine weitere Beschreibung der Hüftgelenk-Pfanne an dieser Stelle verzichtet.

Der Gelenkkopf 1 weist eine glatte und kugelförmige Oberfläche auf, die zusammen mit der schalenförmigen Hüftgelenk-Pfannenfläche in bekannter Weise eine Gleitlagerung bildet. An der dem Pelvis abgewandten Seite ist der Gelenkkopf 1 mit einer konischen, in einem kurzen zylindrischen Absatz 19 eingebrachten Gelenkkopfbohrung 11 zur Aufnahme eines Halsstück-Konus 23 versehen. Das Halsstück 2 ist als längliches starres Bauteil ausgeführt, das gelenkkopfseitig den zuvor erwähnten Halsstück-Konus 23 aufweist, auf welchem der Gelenkkopf 1 gehalten ist. Das Halsstück 2 weist im Bereich zwischen Gelenkkopf 1 und Oberteil des Schafts 3 darüber hinaus einen frei liegenden umlaufenden Absatz 22 auf, der als Abstützung für eventuell bei der Vorbereitung des Implantats oder während der Operation selbst benötigte Einschlag- oder Abziehwerkzeuge zur Montage bzw. Demontage der Konusverbindung dient. Die zum Abziehen bzw. Einschlagen benötigten Kräfte hängen u. a. vom Konuswinkel, der Oberflächenrauigkeit und den Werkstoffeigenschaften der verwendeten Materialien ab. Der Konuswinkel ist in jedem Fall so zu wählen, dass eine selbsthemmende Verbindung entsteht, um ein unbeabsichtigtes späteres Lösen der Verbindung zu vermeiden. Bei der Implantation bzw. dem Zusammenbau wird das Halsstück 2 mit dem oberen Konus 23 in die Gelenkkopfbohrung 11 eingepresst oder eingeschlagen. Am anderen Ende des Halsstücks 2 erfolgt die Verbindung mit dem Oberteil des Schafts 3 dadurch, dass eine dort vorgesehene Einstellkugel 21 in eine Schaftbohrung 31 mit einer Vertiefung 33 eingesetzt wird und sich dabei auf einer zur Einstellkugel 21 komplementär geformten Reibkontaktfläche der Vertiefung 33 abstützt.

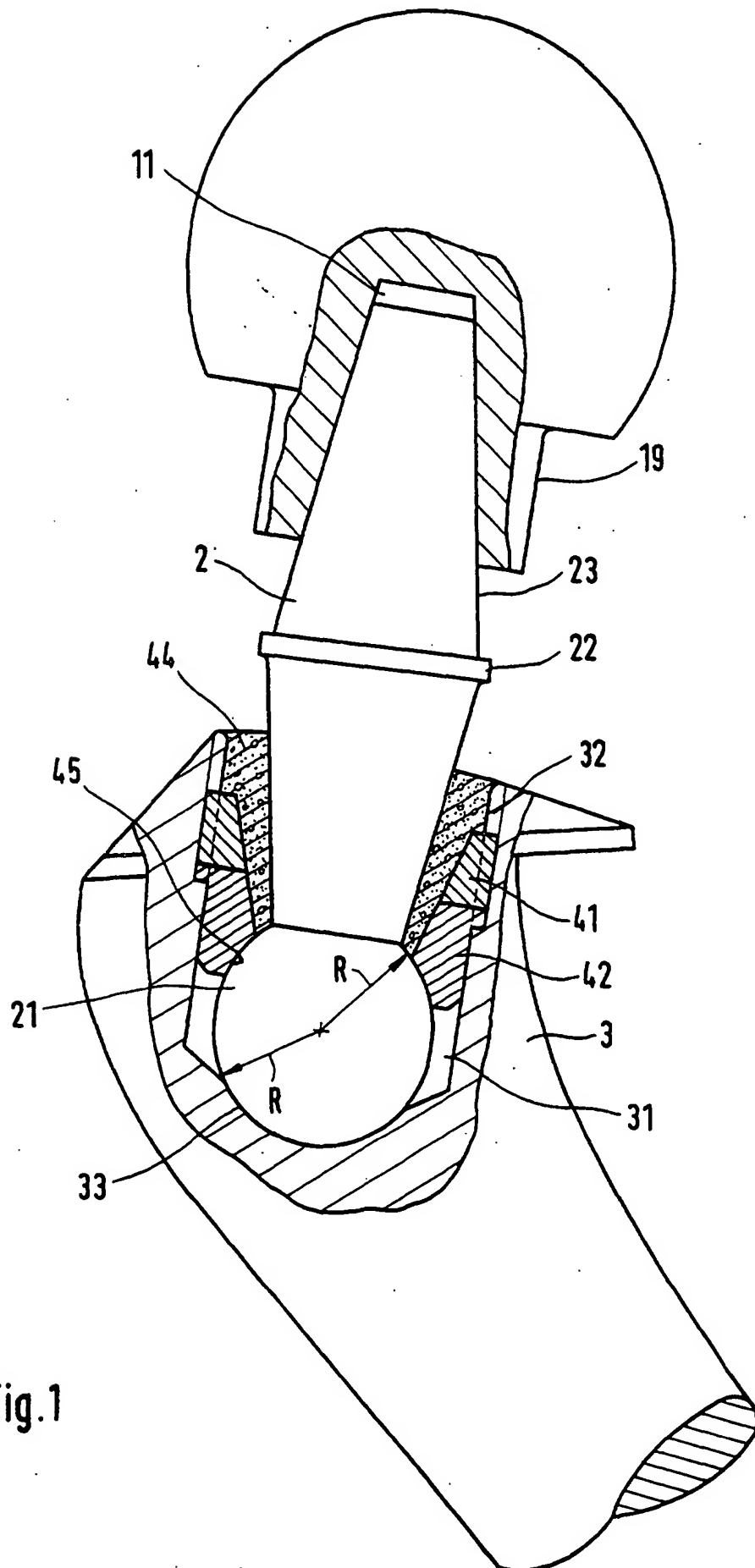
Die zur Fixierung der beiden Gelenkteile 2 und 3 benötigte Anpresskraft wird dann von einem Blockierring-Oberteil 41 und einem Blockierring-Unterteil 42 durch Druck in axialer Richtung gegen die Einstellkugel 21 erzeugt. In dem gezeigten Ausführungsbeispiel müssen Blockierring-Oberteil 41 und -Unterteil 42 in geschlitzter Form ausgeführt werden, um die Montierbarkeit auf das Halsstück 2 zu gewährleisten. Es sind hierbei aber auch andere, insbesondere mehrteilige Ausführungsformen sowohl des Halsstücks 2

als auch der Blockierringe 41, 42 denkbar. Nach der Einstellung der gewünschten Positionierung des Halsstücks 2 relativ zum Oberteil des Schafts 3, wird das Blockierring-Oberteil 41 durch eine der Gewinderichtung eines Schaft-Innengewindes 32 entsprechende Drehbewegung in Richtung der Einstellkugel 21 bewegt. Dabei drängt das Blockierring-Oberteil 41 das Blockierring-Unterteil 42 mit zur Einstellkugel 21 komplementär geformten Anlageflächen 45 gegen die Einstellkugel 21. Die hierdurch an den Anlageflächen 45 des Blockierrings 42 und der Reibkontaktfläche der Vertiefung 33 bewirkten Reibkräfte sorgen für eine sichere Fixierung des Kugelgelenks. Der Drehantrieb des Blockierrings 41 kann beispielsweise mittels eines geeigneten schlüsselartigen Werkzeuges erfolgen. In der beschriebenen Weise lässt sich der als CCD-Winkel bezeichnete Geometriewinkel, der zwischen der Diaphysen- und der Schenkelhalsachse gemessen wird, stufenlos auf die anatomischen Gegebenheiten des Patienten einstellen und fixieren.

Für die dauerhafte problemlose Funktion der Hüftgelenk-Endoprothese ist die Vermeidung von Zerklüftungen an der Außenseite der Prothese notwendig. Hierzu wird der Bereich zwischen Halsstück 2 und der Schaftbohrung 31 bzw. den Blockierringen 41 und 42 mit einem im Verarbeitungszustand flüssigen oder plastischen Füllmaterial bündig aufgefüllt, das anschließend aushärtet oder abbindet und eine zusätzliche Sicherung der Blockierringe 41 und 42 gegen Veränderungen einer vorgenommenen Einstellung des Halsstücks im Oberteil des Schafts 3 darstellt. Vorzugsweise wird als Füllmaterial Knochenzement verwendet, der physiologisch und technisch hinlänglich bekannte und unkritische Werkstoffeigenschaften besitzt. Der Schaft 3 der Hüftgelenk-Endoprothese kann femurseitig mittels bekannter Verfahren mit dem Knochen verbunden werden, ohne dass hierdurch ein Einfluss auf die Verwendung der erfindungsgemäßen Hüftgelenk-Endoprothese entsteht. Ein geeignetes Verfahren zur Verbindung des Prothesenschafts 3 mit dem Femurknochen ist beispielsweise die "Einzementierung" des Schafts 3 im Markkanal des Femur. Festzuhalten ist, dass durch die beschriebene Ausgestaltung eine Hüftgelenk-Endoprothese geschaffen wird, bei der ein zuvor ermittelter patientenabhängiger CCD-Winkel stufenlos eingestellt und die getroffene Einstellung anschließend durch Blockiermittel fixiert werden kann.

Die Fig. 2 zeigt ein abgewandeltes Halsstück 2, welches in seinem femurseitigen Endbereich dem in Verbindung mit Fig. 1 beschriebenen Halsstück entspricht. Der hierbei verwendete Gelenkkopf 1 weist, wie der in Fig. 1 gezeigte, ebenfalls eine glatte kugelförmige Oberfläche und einen kurzen zylindrischen Schaftabschnitt 19 auf. Die Gelenkkopfbohrung 16 ist im Gegensatz zum vorherigen Ausführungsbeispiel jedoch zunächst zylindrisch ausgeführt, an die sich eine Gewindebohrung 12 anschließt. Im ersten Abschnitt bildet die Gelenkkopfbohrung 16 also eine zylindrische Passbohrung mit einer glatten Außenfläche. Ein möglichst einheitlicher Abschluss des Systems zwischen Gelenkkopf 1 und Halsstück 2 nach außen hin ist dabei zweckmäßig, um eine auf Dauer problemlose Relativbewegung zwischen Körperweichteilen und der Gelenkprothese ohne die Gefahr von Einwachsungen, Quetschungen oder ähnlichem gewährleisten zu können. Der anschließende Abschnitt ist dann als zylindrische Bohrung 12 ausgeführt, deren Durchmesser kleiner als der der ersten Stufe ist und die zusätzlich mit einem Innengewinde versehen ist. Des weiteren ist der Gelenkkopf 1 mit einer im zylindrischen Absatz 19 radial zur Gelenkkopfbohrung 16 angeordneten Gewindebohrung 15 versehen, in die eine Stiftschraube 43 als Sicherung bzw. Blockiermittel gegen das unbeabsichtigte Verdrehen des Halsstücks 2 eingeschraubt ist.





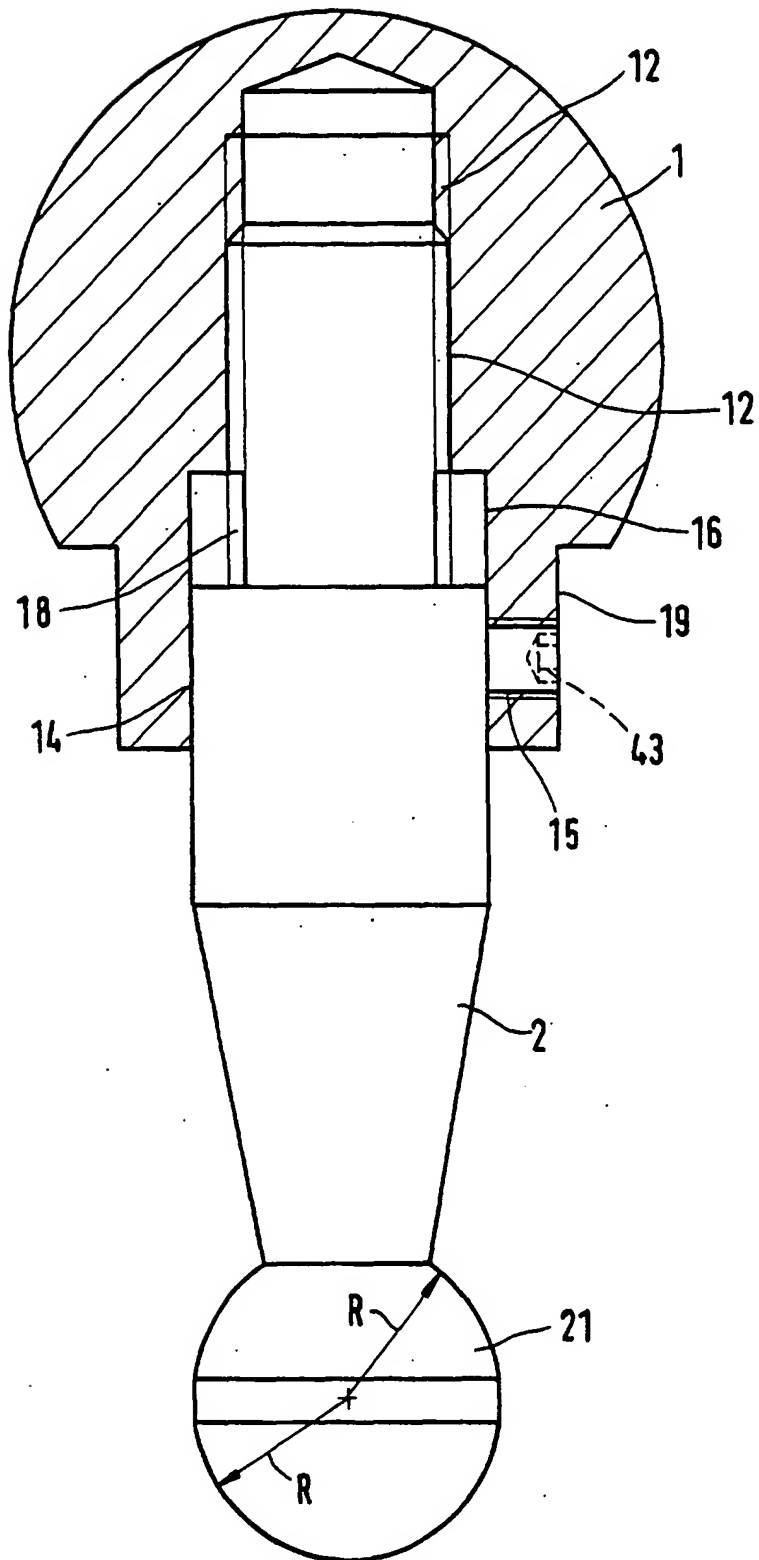


Fig.2